# Protokoli i metode kontrole kvalitete medicinskog linearnog akceleratora

**Krmek, Marina**

**Master's thesis / Diplomski rad**

**2019**

*Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj:* **University of Split / Sveučilište u Splitu**

*Permanent link / Trajna poveznica:* https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:176:739665

*Rights / Prava:* In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.

*Download date / Datum preuzimanja:* **2024-03-29**

Sveučilišni odjel zdravstvenih studija
SVEUČILIŠTE U SPLITU

*Repository / Repozitorij:*

Repository of the University Department for Health Studies, University of Split

zir.nsk.hr

UNIVERSITY OF SPLIT

dabar
DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJI

SVEUČILIŠTE U SPLITU
SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA
DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ
RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

**Marina Krmek**

# PROTOKOLI I METODE KONTROLE KVALITETE MEDICINSKOG LINEARNOG AKCELERATORA

**Diplomski rad**

Split, 2019.

SVEUČILIŠTE U SPLITU
SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA
DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ
RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

**Marina Krmek**

# PROTOKOLI I METODE KONTROLE KVALITETE MEDICINSKOG LINEARNOG AKCELERATORA

# PROTOCOLS AND METHODS OF QUALITY CONTROL OF MEDICAL LINEAR ACCELERATOR

**Diplomski rad/Master's Thesis**

Mentor:
**doc.dr.sc. Branka Petrić Miše**
Su-mentor:
**prof. fizike Darijo Hrepić**

Split, 2019.

*Veliko hvala doc.dr.sc. Branka Petri*ć Miše i prof. fizike Darijo Hrepić na pomoći prilikom izrade ovog diplomskog rada.

*Hvala mojim kolegama s odjela radioterapije i nuklearne medicine KBC Sestre Milosrdnice Zagreb.*

*Od srca hvala mom suprugu Mariu i mojim roditeljima na potpori i razumijevanju tijekom studija i izrade ovog rada.*

# SADRŽAJ

1. UVOD ..... 4
1.1. PRIMJENA LINEARNOG AKCELERATORA U RADIOTERAPIJI ..... 9
1.2. KONTROLA KVALITETE U RADIOTERAPIJI ..... 10
2. CILJ RADA ..... 10
3. RASPRAVA ..... 11
3.1. CBCT (engl. CONE BEAM CT) ..... 11
3.2. PROTOKOLI KONTROLE KVALITETE CBCT-A ..... 11
3.3. LINEARNI AKCELERATOR ..... 14
3.4. DNEVNI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY LINEARNOG AKCELERATORA ..... 18
3.5. TJEDNI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY LINEARNOG AKCELERATORA ..... 23
3.6. MJESEČNI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY LINEARNOG AKCELERATORA ..... 23
3.7. TROMJESEČNI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY LINEARNOG AKCELERATORA ..... 27
3.8. GODIŠNJI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY LINEARNOG AKCELERATORA ..... 33
3.9. PRAVILNIK KONTROLE KVALITETE U RADIOTERAPIJI ..... 35
4. ZAKLJUČAK ..... 37
5. LITERATURA ..... 38
6. SAŽETAK ..... 39
7. SUMMARY ..... 40
8. ŽIVOTOPIS ..... 41
9. PRILOZI ..... 43

# 1. UVOD

## RADIOTERAPIJA

Radioterapija je grana medicine koja se bavi liječenjem malignih i drugih bolesti primjenom ionizirajućeg zračenja te je u današnje vrijeme neizostavni oblik liječenja tumora.

Radioterapija ima dva jednako važna cilja: kontrola rasta tumora u smislu njegove maksimalne ozljede te u isto vrijeme maksimalna zaštita okolnog prileježećeg tkiva.

Najčešće se provodi x-fotonima, γ-fotonima i visokoenergijskim elektronima.

Prema terapijskom cilju dijeli se na kurativnu i palijativnu radioterapiju.

**Kurativnom radioterapijom** želi se postići izlječenje bolesnika radikalnim dozama zračenja. Može biti adjuvantna, neoadjuvantna i primarna.

- Adjuvantna radioterapija podrazumijeva primjenu ionizirajućeg zračenja, fotonskog i/ili elektronskog, nakon radikalnog kirurškog liječenja. Ako je potrebna adjuvantna kemoterapija onda se provodi istovremeno (konkomitantno) s radioterapijm ili sekvencijski, nakon završene radioterapije.
- Primarna radioterapija podrazumijeva primjenu radioterapije kod bolesnika koji imaju inoperabilni tumor. Kod određenih sijela učinkovitija je konkomitantna kemoradioterapija.
- Neoadjuvantna terapija se provodi kod lokalno uznapredovalih tumora u smislu smanjenja opsega bolesti i prevođenja u operabilno stanje. Može se provoditi usporedno s drugim modalitetima onkološkog liječenja (kemoterapijom, imunoterapijom, ...)

**Svrha palijativne radioterapije** je prevencija pojave simptoma (kao što je bol) i životno ugrožavajućih stanja (npr. prijeteća fraktura kod koštanih presadnica) ili smanjenje intenziteta postojećih simptoma.

## NAČIN RADA RADIOTERAPIJE

Radioterapija koristi fokusiranu energetsku zraku kako bi oštetila tumorske stanice i u isto vrijeme imala minimalanu ozljedu zdravog tkiva. Visokoenergetsko zračenje oštećuje DNA kancerogenih stanica što posljedično onemogućuje njihovu sposobnost umnožavanja i širenja, uništavajući i smanjujući tumor. Zdrave stanice se lakše mogu oporaviti od izloženosti zračenju.

**PREDNOSTI RADIOTERAPIJE**

Radioterapija se koristi za liječenje mnogih vrsta i sijela karcinoma i to samostalno ili u kombinaciji s drugim modalitetima onkološkog liječenja. Radioterapija se može koristiti za:

- Liječenje karcinoma (smanjenje i nestanak tumora te spriječavanje njegovog ponovnog pojavljivanja),
- Palijativni tretman kada eliminacija tumora nije moguća (palijativna radioterapija se koristi za olakšanje boli, pritiska i drugih simptoma smanjujući tumor),
- Smanjivanje opsega tumora prije same operacije,
- Uništavanje možebitnih zaostalih kancerogenih stanica nakon radikalne operacije.

**NUSPOJAVE RADIOTERAPIJE**

Radioterapija može prouzrokovati nastanak određenih nuspojava koje su obično uzrokovane oštećenjem zdravih stanica za vrijeme liječenja. Neželjene posljedice radioterapije se dijele na akutne ili rane, koje se pojavljuju tijekom zračenja. No, mogu biti kumulativne što znači da se mogu razviti u kasnijim fazama liječenja. nakon ordinirane radioterapije (kasne ili kronične). Mogu biti blaže ili jače, te ovisi o veličini i lokalizaciji tumora, stadiju bolesti, općem zdravstvenom stanju pacijenta i vrsti tretmana koji se primjenjuje.

Dvije najčešće nuspojave radioterapije su:

- Ozljede kože na dijelu tijela koje se tretira. Iritacije kože mogu uključivati suhoću, svrbež, guljenje, te izbijanje plikova.
- Umor različitog intenziteta.
- Ostale nuspojave su obično vezane za dio tijela koji se tretira npr. gubitak kose ili suhoća grla kada se operira i zrači tumor glave i vrata, ili pak urinarni problemi kod operacije i zračenja organa male zdjelice.

**POSTUPAK RADIOTERAPIJE**

Pacijent leži na pokretnom ležaju uz primjenu lasera kojim je omogućeno postizanje najpovoljnijeg, najreprodicibilnijeg i najkomfornijeg položaja bolesnika. Pokretni ležaj može se kretati u mnogim smjerovima, uključujući gore - dolje, lijevo - desno i unutra - van. Zraka dolazi iz dijela akceleratora koji se zove stativ (engl. „gantry“) i koji se može rotirati oko pacijenta. Na takav način je moguća primjena radioterapije na tumor iz različitih kutova.

Nakon odluke Multidisciplinarnog tima o načinu liječenja onkološkog bolesnika, onkolog

definira plan terapije, odnosno sijelo, količinu i dozu zračenja. Medicinski fizičari određuju na koji način pacijent treba primiti preporučenu dozu i definiraju vrijeme koje je potrebno akceleratoru za taj proces. Radiološki tehnolozi upravljaju linearnim akceleratorom i provode isplanirani i odobreni plan zračenja, koji je uvijek individualiziran i personaliziran.



Slika 1. Postupak radioterapije

Izvor: http://bit.do/radiotherapy Pristupljeno 17.6.2019.

## SIGURNOST PACIJENTA

Sigurnost pacijenta je vrlo važna, a osigurana je na nekoliko načina. Prije tretmana na pacijentu, plan liječenja je dizajniran i odobren od onkologa u suradnji s medicinskim fizičarima. Plan je provjeren prije nego što se ordinira na pacijentu. Odradi se procedura kontrole kvalitete postupka te na taj način osigura ordinacija isplaniranog. Kontrola kvalitete linearnog akceleratora također je vrlo važna. Postoji nekoliko sustava ugrađenih u akceleratoru, koji štite od možebitna greške kao što je npr mogućnost isporučivanja veće doze zračenja nego što je propisana. Svako jutro prije nego su bolesnici tretirani, radioterapijski tehnolog obavlja provjere na stroju pomoću opreme pod nazivom "tracker". Osim toga, medicinski fizičari provode detaljne tjedne i mjesečne provjere linearnog akceleratora. Moderni linearni akceleratori također imaju unutrašnje provjere sustava za dodatnu sigurnost, tako da se stroj ne može uključiti sve dok svi uvjeti propisani tretmanom od strane liječnika nisu ispunjeni. Tek nakon što su obavljene sve provjere, stroj će se uključiti. Tijekom provođenja zračenja radioterapijski tehnolog stalno gleda pacijenta kroz televizijski monitor. Tu je i mikrofon, tako da pacijent može kominicirati s terapeutom, i obratno, ako je potrebno. Sigurnost osoblja koje upravlja linearnim akceleratorom je također važna. Linearni akcelerator nalazi se u sobi s čeličnim i betonskim zidovima koji štite od ionizirajućeg zračenja. Terapeut mora uključiti akcelerator izvan prostorije u kojoj se nalazi linearni akcelerator. Rizik od slučajnog izlaganja vrlo je nizak zato što akcelerator zrači samo kad je doista uključen. Soba u kojoj se provodi radioterapija je zaštićena. Ulaz u prostoriju s akceleratorom mora biti zaštićen labirintnim prolazom. Pregled prostorije za ozračivanje je osiguran s mjesta uz upravljački uređaj pomoću video nadzora. Akceleratori moraju imati dvojni sustav za prekidanje ozračivanja ako otkaže primarni mjerni sustav. Prostorije u kojima se koriste akceleratori i drugi uređaji koji proizvode ionizirajuće zračenje moraju biti projektirane, izgrađene i opremljene tako da zidovi, vrata, dovratnici, prozori i strop tijekom uporabe tih uređaja u svim uvjetima rada ne propuštaju dozu iznad propisanih granica. Akceleratori koji služe za terapiju moraju biti smješteni u najmanje dvije odvojene prostorije. U jednu se prostoriju postavlja dio uređaja koji zrači, a u drugu se prostoriju postavlja upravljački uređaj. Prostorija u kojoj se pacijent zrači namjenjena je samo njemu. U zidu između prostorije u kojoj se nalazi upravljački uređaj nepokretnog (stacionarnog) rendgenskog uređaja i prostorije sa zračnikom i rendgenskom cijevi u kojoj se obavlja pregled, mora se ugraditi prozor sa staklom ili providnim materijalom odgovarajućeg zaštitnog učinka. Između tih prostorija obvezna je i dvosmjerna audio veza. U prostoriji za zračenje ugrađeni su pričuvni prekidači kojima se u bilo kojem trenutku može prekinuti zračenje.

## METODE LIJEČENJA U RADIOTERAPIJI

Postoje dvije vrste radioterapije, i obje su dizajnirane da precizno ciljaju tumor i minimalno oštećuju okolno zdravo tkivo. Prva od njih je vanjska (eksterna, tele) radioterapija, a druga je brahiterapija.

## VANJSKA (EKSTERNA) RADIOTERAPIJA (EBRT)

- V MAT (engl. Volumetrijski modulirana luk terapija)
  Koristi se poseban softver i napredni linearni akcelerator kako bi se omogućio i do 8 puta brže IMRT (engl. intensity modulated radiotherapy) tretman, za razliku od konvencionalnih IMRT tretmana za vrijeme kojih se stroj mora okretati i nekoliko puta oko pacijenta uz zaustavljanje i ponovna pokretanja kako bi se tumor liječio iz različitih kuteva.
- IMRT (Radioterapija snopovima promjenjivog intenziteta)
  Koristi se 3D (trodimenzijski) prikaz tijela kako bi iz raličitih kuteva navodila zrake do tumora. Intenzitet zračenja se mijenja ovisno o pojedinom kutu, a oblik zrake se mijenja kako bi pratio oblik tumora. To omogućuje da zračenje dođe do svih dijelova tumora minimizirajući izloženost okolnog zdravog tkiva. Ovakvi tretmani se obično daju svakodnevno između 10-20 minuta u periodu između 6-8 tjedana.
- IGRT (engl. Radioterapija vođena prikazima)
  Tehnika koja sadrži 2D (dvodimenzijski) i 3D prikaz tijela kako bi iz mnogo različitih kuteva navodila radijacijske zrake do tumora. Prije svakog tretmana simulira se prikaz kako bi se tumor mogao precizno locirati. Prikazi koji se koriste obično su napravljeni kompjuteriziranom tomografijom (CT), magnetskom rezonancom (MR) ili pozitron emisijskom tomografijom (PET).

## BRAHITERAPIJA

Brahiterapija je vrsta radioterapije kod koje se izvor zračenja umeće u željeni dio tijela ili oko tumora. Brahiterapija liječi karcinom uz pomoć malih radioaktivnih implantata (izvora) postavljenih unutar tijela, izravno u ciljno područje ili u njegovu neposrednu blizinu. Ova metoda liječenja je dokazano uspješna kod karcinoma poput prostate, vrata maternice i endometrija, karcionoma dojke, kože, bronha, jednjaka, karcinoma glave/vrata te sarkoma mekog tkiva.

## 1.1. PRIMJENA LINEARNOG AKCELERATORA U RADIOTERAPIJI

Radioterapija vanjskog snopa ili teleradioterapija (engl. external beam radiotherapy) provodi se linearnim akceleratorom.

Pacijent leži na terapijskom stolu dok se vanjski izvor ionizirajućeg zračenja usmjerava prema određenom dijelu tijela. Izvori korišteni za radioterapiju vanjskog snopa su X-zrake (fotoni) i elektronski snopovi. Radioterapija se najčešće provodi na način da se ukupna terapijska doza podijeli u veći broj jednakih frakcija, na način da se frakcije ordiniraju jednom dnevno. Radioterapija se ordinira pet radnih dana u tjednu, najčešće 5-6 tjedana.

Proces terapije zračenjem je vrlo složen i u njega su, na različitim nivoima, uključeni brojni stručnjaci različitih profesija. Zbog toga je i vjerojatnost pogreške veća. Kako bi se ta vjerojatnost svela na najmanju moguću mjeru nužno je provoditi program osiguranja kvalitete (kontrola kvalitete terapije zračenjem). Jedan od dijelova programa odnosi se na kontrolu kvalitete uređaja za terapiju zračenjem (radioterapijskih uređaja). U ovom radu navodimo protokole i metode kontrole kvalitete medicinskog linearnog akceleratora.

Svaki korak u integriranom procesu radioterapije, zahtjeva kontrolu kvalitetu (QC) i osiguranje kvalitete (QA) kako bi se spriječile pogreške i kako bi postojalo povjerenje da će pacijenti pravilno primiti propisani postupak.

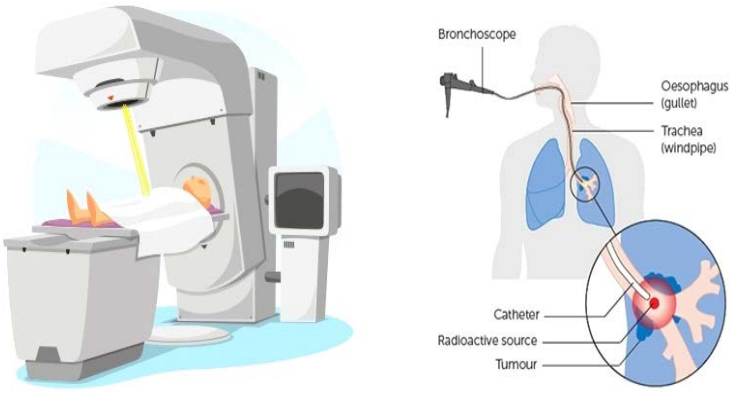
Sukladno tome nositelj odobrenja obavezan je uspostaviti program osiguranja kvalitete i osigurati njegovo provođenje. Izloženi radnici koji su u dodiru sa električnim uređajima, a koji proizvode ionizirajuće zračenje moraju biti upoznati sa programima osiguranja kvalitete.

„Osiguranje kvalitete podrazumijeva sve planirane i sustavno provođenje aktivnosti potrebne za osiguranje odgovarajućeg stupnja pouzdanosti da sustav,dijelovi sustava ili postupci udovoljavaju propisanim standardima“. (Članak 3. Pravilnika o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s radioaktivnim izvorima, NN 41/2013).

Cilj ispitivanja je definirati proces osiguranja kvalitete rada linearnog akceleratora. Time postižemo da kvaliteta uređaja prilikom rada s pacijentima bude do propisane tolerancije jednake onoj prilikom pripreme uređaja za kliničku upotrebu.

U ovom radu objašnjavamo protokole i metode medicinskog linearnog akceleratora.

## 1.2. KONTROLA KVALITETE U RADIOTERAPIJI




Slika 2. Teleterapija

Izvor: https://www.iaea.org/newscenter/multimedia/photoessays/safe-cancer-treatment-with-radiotherapy

Pristupljeno 17.4.2019.

Proces radioterapije (RT) je složen i uključuje razumijevanje načela medicinske fizike, radiobiologije, sigurnosti zračenja, dozimetrije, planiranja liječenja zračenjem, simulacije i interakcije zračenja s drugim oblicima liječenja. Svaki korak u integriranom procesu RT zahtijeva kontrolu kvalitete (QC) i osiguranje kvalitete (QA) kako bi se spriječile pogreške i kako bi postojalo povjerenje da će pacijenti pravilno primiti propisanu terapiju. Sukladno tome nositelj odobrenja obvezan je uspostaviti program osiguranja kvalitete i osigurati njegovo provođenje pa svi izloženi radnici koji su u dodiru sa električnim uređajima, a koji proizvode ionizirajuće zračenje moraju biti upoznati s programima osiguranja kvalitete.

# 2. CILJ RADA

Cilj rada je izraditi optimalne protokole kontrole kvalitete sa svrhom provođenja što kvalitetnije radioterapije.

# 3. RASPRAVA

## 3.1. CBCT (engl. CONE BEAM CT)

Kilovoltni CBCT je sustav koji omogućuje 3D provjeru položaja pacijenta u terapijskim uvjetima nepostredno prije njezinog izvođenja. Osnovne protokole izrađuje proizvođač. Njima su definirani osnovni parametri sustava CBCT-a (početni i završni položaj stativa, ekspozicija, udaljenost detektora, debljina presjeka, veličina rekonstrukcijske matrice i filtri za obradu podataka).
Korisnik prema svojim potrebama izrađuje dodatne protokole, vodeći računa o načinu rada ustanove i njezinoj opremljenosti.
Cilj ispitivanja je definirati postupke kontrole kvalitete detektora i kompjuterizirane tomografije konusnim snopom; metode, oprema, način i učestalost procedura. Navedenim postupcima osiguravamo da rad s pacijentima bude jednake tolerancije kao prilikom primopredaje uređaja.

## 3.2. PROTOKOLI KONTROLE KVALITETE CBCT-A

Odgovorna osoba za provođenje provjera je medicinski fizičar osim dnevnih provjera koje obavljaju radiološki tehnolozi. Premu učestalosti ispitivanja procedure su podjeljene na dnevne, mjesečne i godišnje.

- DNEVNE PROVJERE
  Primarni cilj dnevne provjere je uočavanje grubih pogrešaka. Provjeravamo funkciju točnosti stola i pomaka. Koristimo fantom koji ima označenu točku i izocentar na poznatoj udaljenosti od izocentra. Fantom skeniramo na CT simulatoru presjecima debljine 1-1,5mm. CT presjeke prenosimo u sustav za planiranje radioterapije, označimo izocentar i kreiramo terapijskom polje. Na linearni akcelerator transferiramo presjeke i plan terapije. Podaci se također mogu koristiti kao provjera poklapanja izocentra. Usporedbom referentnog CT-a i akviziranog CBCT-a izračunavamo odstupanje od točke M u odnosu na točku I, gdje točka M predstavlja udaljenost od izocetra, a točka I izocentar. Dobivena vrijednost predstavlja pomak stola. Nakon izvršenog pomaka radimo kontrolni CBCT, ponovo uspoređujemo sa referentnim. Odstupanja od izocentra su pogreška stola. Prihvatljivi kriterij: odstupanje manje od 2 mm.

- MJESEČNE PROVJERE

  Mjesečne provjere uključuju:
  - sigurnosne provjere
  - provjere poklapanja detektora
  - provjere cijelog procesa
  - provjera kvalitete slike
- GODIŠNJE PROVJERE

  Godišnje provjere uključuju provjeru parametara kvalitete snopa za KV detektor i određivanje doze tijekom cijele godine.

  Nakon svakog servisa ili nadogradnje sustava treba napraviti skup odgovarajućih provjera. Opsežnost ovisi o tipu servisa/nadogradnje. Nužno je raditi mjesečne provjere. U slučaju mogućnosti promjene RTG cijevi potrebno je izvesti i skup godišnjih provjera.

**DEFINIRANJE PROTOKOLA ZA KLINIČKU UPOTREBU CBCT-a**

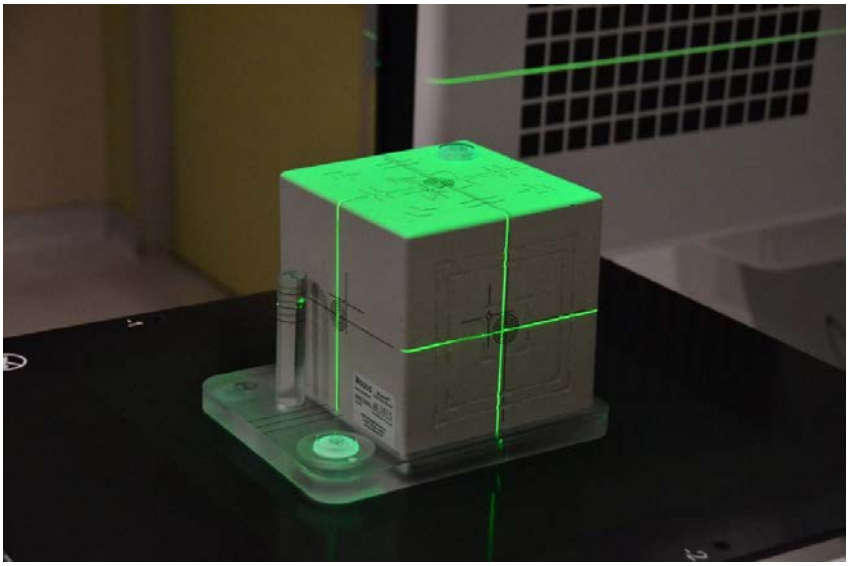
Cilj definiranja protokola CBCT-a je odrediti minimum doze koja osigurava da dijelovi od interesa zračenja, važni kod samog namještaja se mogu jasno razlučiti.
Važno je odrediti količinu CBCT polja za određene anatomije.

**KONTROLA KVALITETE ZA CBCT**

- PRECIZNOST I POMAK STOLA
  - Namjestimo Penta-guide fantom tako da se laseri sijeku u malom križu fantoma koji ima koordinate -1.0, 1.4, 1.2cm
  - Provjerimo položaj lasera s obje strane fantoma
  - Postavimo M20 kolimator i F1 filter
  - Otvaramo pacijenta Quality, Dnevna
  - Odabiremo KV images, a zatim Acquire Volumes, View Image
  - U otvorenom prozoru odabiremo protokol Chest M20
  - Kliknemo Confirm Settings, a zatim na konzoli KV start
  - Nakon akvizicije kliknemo Accept, te dobivene slike usporedimo s referentnim slikama CT simulatora
  - Koristimo alat za manualnu registraciju (Manual match). Radi bolje vidljivosti odabiremo prikaz kontrasta boja (npr. Soft)
  - Nakon namještanja kliknemo Convert to correction i zapišemo dobivena odstupanja
  - Pomoću automatske korekcije stola ([AUTO] + TableASU), zapišemo pomak

za koji je stol pomaknut

- Napravimo akviziciju s istim parametrima snimanja, kliknemo Accept i dobivene slike usporedimo s referentnim slikama
- Koristimo alat manualnu registraciju (Manual Match) odstupanja u sva tri smjera, upisujemo u tablicu
- Provjerimo lasere da se križaju na centralnom križu fantoma. Izmjerimo i zapišemo odstupanja horizontalnih i vertikalnih lasera na lijevoj i desnoj strani fantoma, te odstupanje lasera na gornjoj strani fantoma
- Tolerancija: ±2mm. Odstupanje upisujemo u obrazaca



Slika 3. Penta-guide

Izvor: http://img.medicalexpo.com/images_me/photo-g/101146-9594225.jpg Pristupljeno: 11.5.2019.

- KV-MV IZOCENTAR
  - Nakon testa preciznosti i pomaka stola potrebno je snimiti dvije portalne slike pomoću EPID-a
  - U programu Iview-a otvoriti pacijenta Quality, Dnevne
  - Odabiremo AP Portal i Single Exposure
  - U programu Mosaiq odaberemo pacijenta Quality, Dnevne te u QA modu polje AP Portal
  - Nakon akvizicije potebno je usporediti dobivenu portalnu sliku s DRR slikom iz sistema za planiranje

- Prvo treba ucrtati rub fantoma (crvena), a zatim ocrtati krug ili križ centralne kuglice (zelena)
- Kliknemo na Template Matching te zapisati dobivena odstupanja u horizontalnom i vertikalnom smjeru
- Ponovimo postupak za desnu lateralnu portalnu sliku
- Tolerancija: ± 2 mm. Odstupanje upisujemo u tablicu

## 3.3. LINEARNI AKCELERATOR

**OPĆENITO O LINEARNOM AKCELERATORU**

Kronološki gledano, prvi tip akceleratora je Cockroft-Waltonov akcelerator, sastoji se od izvora iona, akceleratorske cijevi u kojoj se vrši ubrzavanje, izvora visokog napona koji je na specijalan način priključen na sistem akceleratorskih elektroda i sistema detektora. Suštinu ovog akceleratora čini upravo izvor napona i sistem elektroda koje ubrzavaju ione. Generator visokog napona sastoji se od dioda i kondenzatora povezanih na specijalan način koji omogućava postupno povećanje napona na elektrodama u akceleratorskoj cijevi. Ovo je vrlo star tip akceleratora, veoma jednostavne građe jer koristi standardne elektronske elemente. Maksimalna energija za ovaj akcelerator je 3 MeV, što je vrlo mala energija za suvremenu fiziku čestica.



Slika 5. Cockroft-Waltonov akcelerator

Izvor:

https://en.wikipedia.org/wiki/Cockcroft%E2%80%93Walton_generator#/media/File:Cockcroft%E2%80%93Walton_generator_2012.JPG Pristupljeno 11.5.2019.

Drugi veoma značajan tip akceleratora je Van de Graaffov akcelerator koji ubrajamo u tzv. elektrostatičke akceleratore. Rad ovog akceleratora zasniva se na definiciji potencijala vodiča, prema kojoj je potencijal rad koji treba izvršiti da bi se jedinični naboj prenio s vodiča u beskonačnost. Na ovom akceleratoru naboj se pomoću šiljka prenosi od izvora na pokretnu izolacijsku traku. Ovom trakom naboj se prenosi do sabirne elektrode koja ga skuplja i odvodi do šuplje elektrode. Na ovaj način može se postići veoma velika razlika potencijala koja se kasnije koristi za ubrzavanje čestica. Postoji i tzv. tandem Van de Graaffov akcelerator koji je kombinacija dva Van de Graaffova akceleratora. Za razliku od običnog akceleratora u kome se ubrzavaju pozitivni ioni, tandem akcelerator počinje ubrzavati negativne ione. U centralnom dijelu ioni gube elektrone (u sudaru s nekim plinom ili pri prolasku kroz tanak ugljeni sloj) i postaju pozitivni. Nakon toga drugi dio tandem akceleratora ubrzava dobivene pozitivne ione. Energija koja se može postići na ovaj način iznosi oko 14 MeV što je omogućilo veliku primjenu Van de Graaffovog akceleratora u nuklearnoj fizici.



Slika 6. Otvoren Van de Graaffov akcelerator iz 1960-ih godina, koji je mogao postići energiju 2 MeV

Izvor: https://enacademic.com/pictures/enwiki/50/2mv_accelerator-MJC01.jpg Pristupljeno 17.6.2019.

Linearni akcelerator je suvremeni uređaj koji proizvodi fotonsko i elektronsko zračenje koje koristimo u medicini za liječenje pacijenata s malignim oboljenjima. Prvobitni akceleratori bili su linearni akceleratori (LINAC), a tvorac koncepta bio je Gustav Ising (1924.g.).

Opseg energija ovisi o modelu sistema linearnog akceleratora i njegove konfiguracije. Postoja dva moda energija, tj. mod fotona i mod elektrona. U modu fotona najčešće se

koriste energije između 4 i 23 MeV, a u modu elektrona energije između 5 i 21 MeV. U modu fotona najčešće se koriste dvije različite energije, a u modu elektrona 6 različitih energija.
Odgovorna osoba za provođenje protokola je medicinski fizičar, osim dnevnih provjera koje obavljaju radiološki tehnolozi. Premu učestalosti ispitivanja procedure su podjeljene na dnevne, mjesečne i godišnje.

Imamo i dva tipa sistema linearnih akceleratora u ovisnosti od tome jesu li opremljeni klistronom (eng. Klystron) ili magnetronom (eng. Magnetron).

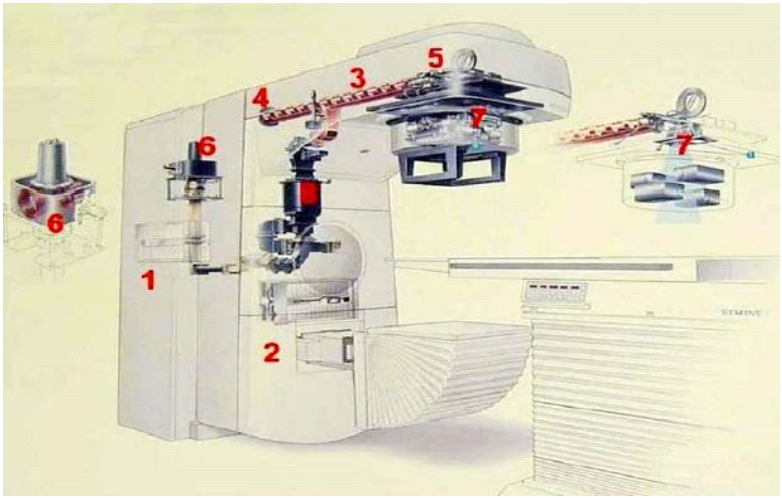
- Klistron (eng. Klystron) je specijalna elektronska cijev koja se koristi kao oscilator, pojačalo i multiplikator vrlo visokih frekvencija. Dvorezonatorskoklistronsko pojačalo sastoji se od elektronskog topa za emisiju, fokusiranje i ubrzavanje snopa elektrona, kolektora (anode) na koju padaju elektroni i dva para rešetki, po jedan par u sastavu svakog šupljeg rezonatora.

  Rad im se zasniva na brzinskoj modulaciji elektrona. Ako nema signala dovedenog na ulazni šuplji rezonator, gustoća elektrona je ravnomjerna po cijeloj dužini snopa. Kad se dovede korisni signal VVF na ulazni rezonator i njegove rešetke, mijenja se kinetička energija elektrona koji prolijeću kroz rešetke. Time se oni naizmjence ubrzavaju i usporavaju, čime se postiže njihovo zgušnjavanje u određenim dijelovima elektronskog snopa. Rešetke izlaznog rezonatora postavljaju se na takvom rastojanju od rešetki ulaznog rezonatora da u njih ulaze najgušće grupe elektrona. Ako je izlazni rezonator postavljen na frekvenciju prolaska zgusnutih grupa elektrona, u njemu će se stvarati pojačane oscilacije. Elektroni tada predaju svoju kinetičku energiju izlaznom rezonatoru, i usporeni padaju na kolektor (anodu). Linearni akceleratori koji imaju klistrone nazivaju se visokoenergetskim uređajima i kod njih postižemo energije fotona do 23 MV i energije elektrona do 21MeV
- Magnetron je elektronska cijev velike snage. Koristi se kao proizvođač sinusnih oscilacija vrlo visoke frekvencije (VVF). Osnovni su dijelovi katoda, anodni blok s rezonatorima i sistem za odvođenje proizvedene VVF energije. U magnetronu upravljanje elektronima vrši se pomoću električnog i magnetskog polja. Električno polje ubrzava elektrone na putu od katode k anodi. Unutar magnetrona katoda emitira elektrone, oko katode je spiralna anoda koja privlači elektrone koji putuju spiralno, elektroni prolaze kraj rezonantnih šupljina i generiraju pulsirajuće magnetsko polje. Linearni

akceleratori koji posjeduju magnetron nazivaju se srednjim energetskim uređajima i kod njih dobivamo energije fotona do 15 MV i energije elektrona do 14 MeV.

Osnovne komponente sistema linearnih akceleratora u medicini su:

- stacionarna struktura (Stationary Structure); To je fiksni dio uređaja. Ona je najteža komponenta i u njoj se nalaze ostale stacionarne komponente. Vezana je na temelj u prostoriji u kojoj se nalazi sistem linearnog akceleratora (SLA).
- Stativ, pokretno postolje (Gantry) je mobilni dio SLA i on rotira oko stola za pacijente za 180° u pravcu kazaljke na satu i 180° u suprotnom pravcu kazaljke na satu. Uloga stativa je omogućiti implementaciju doze iz raznih kutova prema pacijentu.
- Akceleratorski valovod (Accelerating Waveguide) je cijev koja ima zadatak ubrzanja elektrona i pojačavanja energije. Ona se nalazi u gentriju SLA.
- Elektronski top (Electron Gun) kontroliran injektorom; Ulogu proizvodnje i ubacivanja elektrona u sistem imaju elektronski top (Electron Gun) i injektor (Injector).
- 270 stupnjevani "bending" magnet,
- Radio frekventno (RF) pojačalo s klistron (Klystron) modulatorom i RF drajverima (Driver) ili magnetronom (Magnetron) s modulatorom; Snagu za ubrzavanje proizvedenih elektrona daju klistron ili magnetron i modulator.
- Kolimator sa sistemom dozimetrije i dozimetrijskim komorama.




Slika 7. Položaj osnovnih komponenti sistema linearnog akceleratora (SLA) koji se koristi u medicini

Izvor: http://bit.do/radiotherapy Pristupljeno 17.6.2019.

## 3.4. DNEVNI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY LINEARNOG AKCELERATORA

- Mehanički testovi
- Inicijalno zagrijavanje uređaja
- Sigurnosni testovi

**MEHANIČKI TESTOVI**

- Provjera optičkog pokazivača udaljenosti.
  Zarotiramo stativ i kolimator u 0°. Milimetarski papir zalijepimo na stol, namjestimo SSD = 100 cm, te poklopimo centar polja s centrom na papiru. Očitamo vrijednosti pomoću optičkog pokazivača distance (OPD). Vrijednosti uspoređujemo s digitalnim čitačem položaja stola (Table vertical). Postupak ponavljamo za različite vrijednosti SSD-a. Bilježimo dobivene vrijenosti. Tolerancija je 2 mm. (Slika)
- Provjera veličine svjetlosnog polja
  Zalijepimo milimetarski papir sa ucrtanim poljima na terapijski stol. Namjestimo SSD = 100 cm. Poklopimo centar polja sa nacrtanim centrom na papiru. Postavljamo različite veličine svjetlosnog polja, i za svaku od dobivenih veličina svjetlosnog polja zabilježimo odstupanje i zabilježimo u tablicu. Toleracija je 2 mm na svakom kraju.
- Provjera pomaka projekcije svjetlosnog polja
  Provjeru pomaka projekcije vršimo:
  - Rotacijom kolimatora
    Kolimator i stativ postavimo na 0°. Zalijepimo milimetarski papir na terapijski stol i nacrtamo projekciju centra svjetlosnog snopa. Napravimo „puni“ krug kolimatora u koracima od 40°, 80°, 120°, 160°, 280°, 320° i označimo položaj centra. Zabilježimo veća odstupanja. Tolerancija je promjer manji od 2 mm.
  - Vertikalnim pomacima stola
    Zalijepimo milimetarski papir na terapijski stol i nacrtamo projekciju centra svjetlosnog polja. Stativ i kolimator postavimo u 0°. Stol vertikalno pomičemo za ± 5 cm, ± 10 cm, ± 15 cm. U svakom položaju na milimetarskom papiru označavamo projekciju centra polja. Bilježimo najveće odstupanje. Toleracija je 3 mm.
  - Provjerom sukladnosti lasera

Prvo provjeru izvodimo sa ugađenim laserima. Stativ i kolimator su u poziciji 0°. Na površinu stola postavljamo Q Laser fantom. Projekcija centra svjetlosnog polja poklapa se s nacrtanim centrom na gornjoj površini fantoma. Rotiramo stativ u položaj 90°i 270° te postavimo projekcije centra svjetlosnog polja na bočne oznake na fantomu. Upalimo lasere i vratimo stativ u 0°. Provjeravamo poklapanje bočnih i sagitalnih lasera s oznakama na fantomu. U tablicu upisujemo odstupanja.

**INICIJALNO ZAGRIJAVANJE UREĐAJA**

Svaki dan prije početka rada s pacijentima potrebno je iz „Standard therapy“ upravljačkog sučelja, za svaku energiju ozračiti 300MU za fotonske snopove i 300MU za elektronske snopove. Upisujemo u tablicu dobivene vrijednosti. Pratimo stalnost brzine doze i po potrebi bilježimo najveće odstupanje.

**SIGURNOSNI TESTOVI**

Prilikom testiranja uređaja na dnevnoj bazi moramo provesti nekoliko sigurnosnih testova:

- Provjera sigurnosnih prekidača (ispravno funkcioniranje)
- Provjera audio-video sustava
- Provjera funkcije MV On/Off na upravljačkoj konzoli
- Provjera funkcije KV On/Off na upravljačkoj konzoli
- Provjera svjetlosne signalizacije
- Prekid ekspozicije otvaranjem vrata
- Provjera ispravnosti Touchguarda prstena

Na navedene testove odgovaramo s DA/NE i popunjavamo kratki test.

## Dnevni protokol kontrole kvalitete Elekta Synergy linearnog akceleratora sadrži:

1. Mehaničke testove
    - 1.1 Provjera optičkog pokazivača udaljenosti
    - 1.2 Provjera veličine svjetlosnog snopa
    - 1.3 Provjera pomaka projekcije centra svjetlosnog snopa
        - 1.3.1 S rotacijom kolimatora
        - 1.3.2 S vertikalnim pomacima stola
    - 1.4 Provjera sukladnosti lasera

2. Inicijalno zagrijavanje uređaja

3. Sigurnosne testove
    - 3.1 Provjera sigurnosnih prekidača
    - 3.2 Provjera audio/video sustava
    - 3.3 Provjera funkcija MV on/off na upravljačkoj konzoli
    - 3.4 Provjera funkcija kV on/off na upravljačkoj konzoli
    - 3.5 Provjera rada svjetlosne signalizacije
    - 3.6 Prekid ekspozicije otvaranjem vrata

## 1. Mehanički testovi

### 1.1 Provjera optičkog pokazivača udaljenosti

Zarotirati stativ i kolimator u 0°. Zalijepiti milimetarski papir na terapijski stol, poklopiti centar polja sa nacrtanim centrom na papiru i namjestiti SSD= 100 cm pomoću mehaničkog pokazivača distance (MPD). Očitati vrijednost pomoću optičkog pokazivača distance (OPD). Usporediti vrijednost s digitanim čitačem poožaja stola (table vertical). Ponoviti isti postupak za različite vrijednosti SSD-a 90, 95, 105 i 110. Zabilježiti dobivene vrijednosti.
**(tolerancija: 2 mm)**

| MPD (cm) | 90 | 95 | 100 | 105 | 110 |
|---|---|---|---|---|---|
| OPD (cm) | 1,5mm | 2mm | 1mm | 1mm | 1,5mm |
| TV (cm) | 1mm | 1mm | 1,5mm | 2mm | 2mm |

### 1.2 Provjera veličine svjetlosnog polja

Zalijepiti milimetarski papir sa ocrtanim poljima na terapijski stol, poklopiti centar polja sa nacrtanim centrom na papiru i namjestiti SSD= 100 cm u nacrtani centar. Postaviti različite veličine svjetlosnog polja. Za svaku od tih veličina svjetlosnog polja zabilježiti odstupanja i upisati ih u tablicu. Pri upisivanju voditi računa da su odstupanja upisana sa odgovarajućim predznakom (npr -0.5 mm ako je svjetlosno polje manje za 0.5 mm).
**(tolerancija: 2 mm na svakom kraju)**

| 10 cm x 10 cm | | | | 15 cm x 15 cm | | | | 25 cm x 25 cm | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| $X_1$ | $X_2$ | $Y_1$ | $Y_2$ | $X_1$ | $X_2$ | $Y_1$ | $Y_2$ | $X_1$ | $X_2$ | $Y_1$ | $Y_2$ |
| -0,5m | 0,0 | 0,0 | -0,5 | 1mm | 1mm | 0,5mm | 0,5mm | 0,0mm | 1mm | 0,5mm | -0,5mm |

### 1.3 Provjera pomaka projekcije centra svjetlosnog snopa

#### 1.3.1 S rotacijom kolimatora

Rotirati stativ i kolimator u 0°. Zalijepiti milimetarski papir na terapijski stol i nacrtati projekciju centra svjetlosnog polja. Napraviti 'puni' krug kolimatorom u koracima od 40° (40°, 80°, 120°, 160°, 280° i 320°) i označavati položaj centra. Zabilježiti najveće odstupanje.
**(tolerancija: promjer<2 mm)**

| Pozicija kuta (°) | Najveće odstupanje (mm) |
|---|---|
| 40° | 1mm |
| 80° | 0,5mm |
| 120° | 1mm |
| 280° | 2mm |
| 320° | 2mm |

#### 1.3.2 S vertikalnim pomacima stola

Rotirati stativ i kolimator u 0°. Zalijepiti milimetarski papir na terapijski stol i nacrtati projekciju centra svjetlosnog polja. Zatim stol vertikalno micati za ±5 cm, ±10 cm, ±15cm i u svakom položaju na milimetraskom papiru označavati projekciju centra polja. Zabilježiti najveće odstupanje.
**(tolerancija: 3 mm)**

| Pozicija stola (TV) | Najveće odstupanje (mm) |
|---|---|
| +5cm/-5cm | 1mm/-1mm |
| +10cm/-10cm | 2mm/-2mm |
| +15cm/-15cm | 2,5mm/-2,5mm |

### 1.4 Provjera sukladnosti lasera

Prvi dio izvodimo sa ugašenim laserima. Rotirati stativ i kolimator u 0°. Na površinu stola postaviti QUASAR fantom tako da se projekcija centra svjetlosnog polja poklapa sa nacrtanim centrom na gornjoj površini fantoma. Rotirati stativ u položaje 90° i 270°, te postaviti se projekcije centra svjetlosnog polja na bočne oznake na fantomu.
Nakon postavljanja fantoma treba upaliti lasere i vratiti stativ u nulu. Provjeriti poklapanje bočnih i sagitalnog lasera sa oznakama na fantomu. U tablicu upisati odstupanja.
**(tolerancija: 2 mm)**

| Sagitalni laser (mm) | Lijevi bočni laser | | Desni bočni laser | |
|---|---|---|---|---|
| | horizontalno (mm) | vertikalno (mm) | horizontalno (mm) | vertikalno (mm) |
| 0,0mm | 0,5mm | 0,0mm | 0,5mm | 0,0mm |
| -1,0mm | 0,5mm | 0,0mm | 0,5mm | 0,0mm |

## 2. Inicijalno zagrijavanje uređaja

Potrebno je, iz „standard therapy" upravljačkog sučelja, za svaku energiju ozračiti 300 MU za fotonske snopove i 300MU za elektronske snopove. Obratiti pažnju na razliku broja MU primarnog i sekundarnog brojača i zabilježiti razliku u konačnom zbroju. Također je neophodno pratiti stalnost brzine doze i po potrebi zabilježiti najveće odstupanje.

| E | Prescribe MU | Backup MU | Δ Doserate |
|---|---|---|---|
| 6 MV | 300 | 301,7 | - |
| 18 MV | 300 | 302,7 | - |
| 6 MeV | 300 | 304,4 | - |
| 9MeV | 300 | 305 | - |
| 12 MeV | 300 | 302,2 | - |
| 15 MeV | 300 | 304 | 1,05% |
| 20 MeV | 300 | 301,5 | - |

## 3. Sigurnosni testovi

3.1 Provjera sigurnosnih prekidača
**(kriteriji: ispravno funkcioniranje)**

(DA) NE

3.2 Provjera audio/video sustava
**(kriteriji: ispravno funkcioniranje)**

(DA) NE

3.3 Provjera funkcija MV on/off na upravljačkoj konzoli
**(kriteriji: ispravno funkcioniranje)**

(DA) NE

3.4 Provjera funkcija kV on/off na upravljačkoj konzoli
**(kriteriji: ispravno funkcioniranje)**

(DA) NE

3.5 Provjera rada svjetlosne signalizacije
**(kriteriji: ispravno funkcioniranje)**

(DA) NE

3.6 Prekid ekspozicije otvaranjem vrata
**(kriteriji: ispravno funkcioniranje)**

DA NE

3.7 Provjera ispravnosti touchguard prstena:
**(kriteriji: ispravno funkcioniranje)**

(DA) NE

## 3.5. TJEDNI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY LINEARNOG AKCELERATORA

Provjera doze u referentnoj točci.

Mjerenje za elektronske snopove se vrši u fantomu od bijelog polistirena na dubinama definiranim za pojedini snop zračenja, dok se mjerenje za fotonske snopove vrši u malom vodenom fantomu. Odziv se korigira na tlak i temperaturu (unosi se svaki put u elektrometar), te $N_{DW}$ (uneseno isto u elektrometar). Fotonski se snopovi mjere tako da se komorica postavi na 10cm dubine SSD = 100 cm. Za fotonske snopove koristimo mjerno područje brzine doze MED 662 nGy/s, a kod elektronskih snopova na dubinama koje daju dovoljno reproducibilne rezultate ($d>d_{MAX}$ na SSD = 100 cm). Kod elektronskih snopova koristi se mjerno područje brzine doze LOW 164 mGy/s. Apsolutna dozimetrija radi se s 500 MU.

Dobivene vrijednosti upišu se u za to predviđene obrasce, u koje se upisuje datum, potpis fizičara, odstupanja i napomene.

Oprema koje se koristi za tjedni protokol kontrole kvalitete uključuje:

- Elektrometar UNIDOS E
- 3313 Waterproof komorica tipa Farmer za fotonske snopove
- 34045 komorica tipa Adv. Marcus za elektronske snopove
- Vodeni fantom PTW Water Phantom 41001 for Vertical Beams
- Polistirenski solid water fantom za elektronske snopove
- Tlakomjer
- Termometar za zrak i vodu

## 3.6. MJESEČNI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY LINEARNOG AKCELERATORA

**MEHANIČKI TESTOVI**

- Provjera optičkog pokazivača udaljenosti
- Provjera veličine svjetlosnog snopa
- Provjera pomaka projekcije centra svjetlosnog snopa
    - S rotacijom kolimatora
    - S vertikalnim pomacima stola
    - S rotacijom stola
- Provjera sukladnosti lasera
- Provjera rotacije kolimatora

- Provjera položaja stola
  - Vertikalni pomak stola
  - Lateralni pomak stola
  - Longitudinalni pomak stola
- Kongruencija svjetlosnog i radijacijskog snopa
  - Simetrična fotonska polja
  - Asimetrična fotonska polja
- Provjera položaja lamela MLC-a

**KONTROLA KVALITETE DOZIMETRIJSKIH ZNAČAJKI UREĐAJA**

Indikacija simetričnosti mjerenjem u točkama

**KONTROLA KVALITETE SIGURNOSNIH ZNAČAJKI UREĐAJA**

Nemogućnost zračenja elektronskog snopa bez elektronskog aplikatora

Nemogućnost zračenja fotonskog snopa s elektronskim aplikatora

**MEHANIČKI TESTOVI**

- Provjera optičkog pokazivača udaljenosti

  Zarotirati stativ i kolimator u 0°. Zalijepiti milimetarski papir na terapijski stol, poklopiti centar polja sa nacrtanim centrom na papiru i namjestiti SSD = 100 cm pomoću mehaničkog pokazivača distance (MPD). Očitati vrijednost pomoću optičkog pokazivača distance (OPD). Ponoviti isti postupak za različite vrijednosti SSD-a 90, 95, 105 i 110. Zabilježiti dobivene vrijednosti - (tolerancija: 2 mm).
- Provjera veličine svjetlosnog polja

  Zalijepiti milimetarski papir s ocrtanim poljima na terapijski stol, poklopiti centar polja sa nacrtanim centrom na papiru i namjestiti SSD = 100 cm u nacrtani centar. Postaviti različite veličine svjetlosnog polja. Za svaku od tih veličina svjetlosnog polja zabilježiti odstupanja i upisati ih u tablicu. Pri upisivanju voditi računa da su odstupanja upisana sa odgovarajućim predznakom (npr -0.5 mm ako je svjetlosno polje manje za 0.5 mm) - (tolerancija: 2 mm na svakom kraju).
- Provjera pomaka projekcije centra svjetlosnog snopa
  - S rotacijom kolimatora

    Rotirati stativ i kolimator u 0°. Zalijepiti milimetarski papir na terapijski stol i nacrtati projekciju centra svjetlosnog polja. Napraviti „puni“ krug kolimatorom u koracima od 40° (40°, 80°, 120°, 160°, 280° i 320°) i

označavati položaj centra. Zabilježiti najveće odstupanje - (tolerancija: promjer < 2 mm)

- S vertikalnim pomacima stola

  Rotirati stativ i kolimator u 0°. Zalijepiti milimetarski papir na terapijski stol i nacrtati projekciju centra svjetlosnog polja. Zatim stol vertikalno micati za ± 5 cm, ± 10 cm, ± 15cm i u svakom položaju na milimetarskom papiru označavati projekciju centra polja. Zabilježiti najveće odstupanje - (tolerancija: 3 mm).

- S rotacijom stola

  Rotirati stativ i kolimator u 0°. Na površinu stola postaviti milimetarski papir tako da se projekcija centra svjetlosnog polja poklapa s nacrtanim centrom na SSD = 100 cm. Stol rotirati izocentrički na 45°, 90°, 135° i 270°. Pri svakom položaju stola očitati eventualno odstupanje projekcije centra kolimatora. Zabilježiti najveće odstupanje - (tolerancija: promjer = 2 mm).

- Provjera sukladnosti lasera

  Prvi dio izvodimo s ugašenim laserima. Rotirati stativ i kolimator u 0°. Na površinu stola postaviti QUASAR fantom tako da se projekcija centra svjetlosnog polja poklapa s nacrtanim centrom na gornjoj površini fantoma. Rotirati stativ u položaje 90° i 270°, te postaviti se projekcije centra svjetlosnog polja na bočne oznake na fantomu. Nakon postavljanja fantoma treba upaliti lasere i vratiti stativ u nulu. Provjeriti poklapanje bočnih i sagitalnog lasera s oznakama na fantomu. U tablicu upisati odstupanja - (tolerancija: 2 mm).

- Provjera rotacije kolimatora

  Rotirati stativ i kolimator u 0°. Postaviti milimetarski papir na stol linearnog akceleratora tako da se projekcije osi svjetlosnog polja poklapaju sa nacrtanim centrom na SSD = 100 cm. Napraviti puni krug kolimatorom u razmacima od 40° (0°, 40°, 80°, 120°, 160°, 280°, 320°) i očitavati položaj „centra“. Zabilježiti eventualno odstupanje za položaje kolimatora 90° i 270° - (tolerancija: promjer = 1 mm)

- Provjera položaja stola

  - Vertikalni pomak stola

    Zarotirati stativ u 0°. Sa MPD-om stol pozicionirati na SSD = 100 cm. Očitati digitalnu vrijednost pozicije stola. Zatim pomoću MPD-a stol vertikalno micati za ± 5cm, ± 10 cm. Zabilježiti promjenu digitalnog očitanja za svaki vertikalni pomak (TV) - (tolerancija: 2mm).

  - Lateralni pomak stola

Rotirati stativ u 0°. S MPD stol pozicionirati na SSD = 100 cm. Na milimiterskom papiru, kojeg smo prije zalijepili na stol, označiti projekciju centra svjetlosnog polja. Pomaknuti stol za ± 20 cm, ± 10 cm od izocentra koristeći se digitalnim očitanjem stola za lateralni pomak - (table lateral). Pri svakom pomaku stola označiti točku na milimetarskom papiru i odrediti udaljenost između njih. Zabilježiti očitanja i maksimalno odstupanje - (tolerancija: 2 mm).

- Longitudinalni pomak stola

  Rotirati stativ u 0°. S MPD stol pozicionirati na SSD = 100 cm. Na milimiterskom papiru, kojeg smo prije zalijepili na stol, označiti projekciju centra svjetlosnog polja. Pomaknuti stol za ± 20 cm, ± 10 cm od izocentra koristeći se digitalnim očitanjem stola za longitudinalni pomak (Table longitudinal). Pri svakom pomaku stola označiti točku na milimetarskom papiru i odrediti udaljenost izmeu njih. Zabilježiti očitanja i najveće odstupanje - (tolerancija: 2 mm).

- Kongruencija svjetlosnog i radijacijskog snopa
  - Simetrična fotonska polja

    Digitalnim očitanjm postavite veličinu polja 15×15 cm 2 u nacrtani centar polja na filmu. Ozračite film s 19 MU. Radi lakšeg očitanja filma, dodatno ozračiti polje 20×20cm 2 sa 11 MU. Na razvijenom filmu procijeniti odstupanja. Promijeniti film pri promjeni energije. Film prije eksponiranja izbušiti iglom u centru polja i na rubovima.Na film prije eksponiranja postaviti build-up polistiren debljine 1-2cm - (tolerancija: 2mm na rubovima polja).
  - Asimetrična fotonska polja

    Za svaku energiju provjeravamo asimetriju po x-osi i zatim po y-osi na četiri različita filma. Digitalno redom postavljati asimetrična polja i pri svakom namještaju eksponirati film s 45 MU. Procijeniti eventualna preklapanja asimetričnih polja i zabilježiti ih s odgovarajućim predznakom. Film prije eksponiranja izbušiti iglom u centru polja i na rubovima. Na film prije eksponiranja postaviti build-up polistiren debljine 1-2 cm - (tolerancija: 2 mm na rubovima polja).
- Provjera položaja lamela MLC-a

  Pozicionirati stativ i kolimator u 0° i namjestiti SSD = 100cm. Film zaljepiti na površinu stola, postaviti veličinu polja 40×40 cm 2 i na rubovima filma iglom označiti osi i orjentaciju. Postaviti veličinu polja 1×40 cm 2 i eksponirati film u 5

različitih pozicija duž x-osi na -10 cm, -5 cm, 0 cm, 5 cm, 10 cm. Provjerava se širina polja i širina razmaka između njih. Zabilježiti najveće odstupanje u širini polja i u širini razmaka između ozračenih polja. Provjeru izvodimo za obje fotonske energije - (tolerancija: 2 mm sa svake strane polja).

**KONTROLA KVALITETE DOZIMETRIJSKIH ZNAČAJKI UREĐAJA**

Indikacija simetričnosti mjerenjem u točkama

Mjerenja se izvode u četiri točke (dvije u in plane, dvije u cross-plane smjeru, simetrične u odnosu na centralnu os) ionizacijskom komorom u vodenom fantomu. Mjerenja za fotonske snopove vrše se na dubini maksimuma, a za elektronske na referentnim dubinama za svaku pojedinu energiju.

**KONTROLA KVALITETE SIGURNOSNIH ZNAČAJKI UREĐAJA**

Nemogućnost zračenja elektronskog snopa bez elektronskog aplikatora

Dok je uređaj u fotonskom modu (bez elek. aplikatora), bez stavljanja elektronskog aplikatora pokušati ozračit jedno elektronsko polje - (kriteriji: uređaj ne smije zračiti).

Nemogućnost zračenja fotonskog snopa s elektronskim aplikatora

Umetnuti elektronski aplikator i ozračiti nekoliko MU neke elektronske energije. Nakon toga, bez skidanja aplikatora, pokušajte ozračiti 10 MU jedne fotonske energije - (kriteriji: uređaj ne smije zračiti).

## 3.7. TROMJESEČNI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY LINEARNOG AKCELERATORA

**MEHANIČKI TESTOVI**

- Provjera optičkog pokazivača udaljenosti
- Provjera veličine svjetlosnog snopa
- Provjera pomaka projekcije centra svjetlosnog snopa
    - S rotacijom kolimatora
    - S vertikalnim pomacima stola
    - S rotacijom stola
- Provjera sukladnosti lasera
- Provjera rotacije kolimatora
- Provjera položaja stola
    - Vertikalni pomak stola

    - Lateralni pomak stola
    - Longitudinalni pomak stola
- Kongruencija svjetlosnog i radijacijskog snopa
    - Simetrična fotonska polja
    - Asimetrična fotonska polja
- Provjera položaja lamela MLC-a
- Provjera radijacijskog izocentra
    - Rotacijom kolimatora
    - Rotacijom stativa
    - Rotacijom stola (IR)

**KONTROLA KVALITETE DOZIMETRIJSKIH ZNAČAJKI UREĐAJA**

- Relativna dozimetrija
    - Karakterizacija fotonskih snopova
    - Karakterizacija elektronskih snopova
- Apsolutna dozimetrija - kalibracija apsorbirane doze u vodi

**MEHANIČKI TESTOVI**

- Provjera optičkog pokazivača udaljenosti
  Zarotirati stativ i kolimator u 0°. Zalijepiti milimetarski papir na terapijski stol, poklopiti centar polja sa nacrtanim centrom na papiru i namjestiti SSD = 100 cm pomoću mehaničkog pokazivača distance (MPD). Očitati vrijednost pomoću optičkog pokazivača distance (OPD). Ponoviti isti postupak za različite vrijednosti SSD-a 90, 95, 105 i 110. Zabilježiti dobivene vrijednosti - (tolerancija: 2 mm).
- Provjera veličine svjetlosnog polja
  Zalijepiti milimetarski papir s ocrtanim poljima na terapijski stol, poklopiti centar polja sa nacrtanim centrom na papiru i namjestiti SSD = 100 cm u nacrtani centar. Postaviti različite veličine svjetlosnog polja. Za svaku od tih veličina svjetlosnog polja zabilježiti odstupanja i upisati ih u tablicu. Pri upisivanju voditi računa da su odstupanja upisana s odgovarajućim predznakom (npr -0.5 mm ako je svjetlosno polje manje za 0.5 mm) - (tolerancija: 2 mm na svakom kraju).
- Provjera pomaka projekcije centra svjetlosnog snopa
    - S rotacijom kolimatora
      Rotirati stativ i kolimator u 0°. Zalijepiti milimetarski papir na terapijski stol i

nacrtati projekciju centra svjetlosnog polja. Napraviti „puni“ krug kolimatorom u koracima od 40° (40°, 80°, 120°, 160°, 280° i 320°) i označavati položaj centra. Zabilježiti najveće odstupanje - (tolerancija: promjer < 2 mm).

- S vertikalnim pomacima stola

  Rotirati stativ i kolimator u 0°. Zalijepiti milimetarski papir na terapijski stol i nacrtati projekciju centra svjetlosnog polja. Zatim stol vertikalno micati za ± 5 cm, ± 10 cm, ± 15cm i u svakom položaju na milimetraskom papiru označavati projekciju centra polja. Zabilježiti najveće odstupanje - (tolerancija: 3 mm).

- S rotacijom stola

  Rotirati stativ i kolimator u 0°. Na površinu stola postaviti milimetarski papir tako da se projekcija centra svjetlosnog polja poklapa s nacrtanim centrom na SSD = 100cm. Stol rotirati izocentrički na 45°, 90°, 135° i 270°. Pri svakom položaju stola očitati eventualno odstupanje projekcije centra kolimatora. Zabilježiti najveće odstupanje - (tolerancija: promjer = 2 mm).

- Provjera sukladnosti lasera

  Prvi dio izvodimo s ugašenim laserima. Rotirati stativ i kolimator u 0°. Na površinu stola postaviti QUASAR fantom tako da se projekcija centra svjetlosnog polja poklapa s nacrtanim centrom na gornjoj površini fantoma. Rotirati stativ u položaje 90° i 270°, te postaviti projekcije centra svjetlosnog polja na bočne oznake na fantomu. Nakon postavljanja fantoma treba upaliti lasere i vratiti stativ u nulu. Provjeriti poklapanje bočnih i sagitalnog lasera sa oznakama na fantomu. U tablicu upisati odstupanja - (tolerancija: 2 mm).

- Provjera rotacije kolimatora

  Rotirati stativ i kolimator u 0°. Postaviti milimetarski papir na stol linearnog akceleratora tako da se projekcije osi svjetlosnog polja poklapaju sa nacrtanim centrom na SSD = 100 cm. Napraviti puni krug kolimatorom u razmacima od 40° (0°, 40°, 80°, 120°, 160°, 280°, 320°) i očitavati položaj „centra“. Zabilježiti eventualno odstupanje za položaje kolimatora 90° i 270° - (tolerancija: promjer = 1 mm).

- Provjera položaja stola

  - Vertikalni pomak stola

    Zarotirati stativ u 0°. S MPD-om stol pozicionirati na SSD = 100 cm. Očitati digitalnu vrijednost pozicije stola. Zatim pomoću MPD-a stol vertikalno micati za ± 5cm, ± 10 cm. Zabilježiti promjenu digitalnog očitanja za svaki

vertikalni pomak (TV) - (tolerancija: 2mm).

- Lateralni pomak stola

  Rotirati stativ u 0°. S MPD stol pozicionirati na SSD = 100 cm. Na milimiterskom papiru, kojeg smo prije zalijepili na stol, označiti projekciju centra svjetlosnog polja. Pomaknuti stol za ± 20 cm, ± 10 cm od izocentra koristeći se digitalnim očitanjem stola za lateralni pomak.(table lateral) Pri svakom pomaku stola označiti točku na milimetarskom papiru i odrediti udaljenost između njih. Zabilježiti očitanja i maksimalno odstupanje - (tolerancija: 2 mm).

- Longitudinalni pomak stola

  Rotirati stativ u 0°. S MPD stol pozicionirati na SSD = 100 cm. Na milimiterskom papiru, kojeg smo prije zalijepili na stol, označiti projekciju centra svjetlosnog polja. Pomaknuti stol za ± 20 cm, ± 10 cm od izocentra koristeći se digitalnim očitanjem stola za longitudinalni pomak (Table longitudinal). Pri svakom pomaku stola označiti točku na milimetarskom papiru i odrediti udaljenost izmeu njih. Zabilježiti očitanja i najveće odstupanje - (tolerancija: 2 mm).

- Kongruencija svjetlosnog i radijacijskog snopa
  - Simetrična fotonska polja

    Digitalnim očitanjem postavite veličinu polja 15×15 cm 2 u nacrtani centar polja na filmu. Ozračite film sa 19 MU. Radi lakšeg očitanja filma, dodatno ozračiti polje 20×20 cm 2 sa 11 MU. Na razvijenom filmu procijeniti odstupanja. Promijeniti film pri promjeni energije. Film prije eksponiranja izbušiti iglom u centru polja i na rubovima. Na film prije eksponiranja postaviti build-up polistiren debljine 1-2 cm - (tolerancija: 2mm na rubovima polja).

  - Asimetrična fotonska polja

    Za svaku energiju provjeravamo asimetriju po x-osi i zatim po y-osi na četiri različita filma. Digitalno redom postavljati asimetrična polja i pri svakom namještaju eksponirati film s 45 MU. Procijeniti eventualna preklapanja asimetričnih polja i zabilježiti ih s odgovarajućim predznakom. Film prije eksponiranja izbušiti iglom u centru polja i na rubovima. Na film prije eksponiranja postaviti build-up polistiren debljine 1-2 cm - (tolerancija: 2 mm na rubovima polja).

- Provjera položaja lamela MLC-a

  Pozicionirati stativ i kolimator u 0° i namjestiti SSD = 100cm. Film zaljepiti na

površinu stola, postaviti veličinu polja 40×40 cm 2 i na rubovima filma iglom označiti osi i orjentaciju. Postaviti veličinu polja 1×40 cm 2 i eksponirati film u 5 različitih pozicija duž x-osi na -10 cm, -5 cm, 0 cm, 5 cm, 10 cm. Provjerava se širina polja i širina razmaka između njih. Zabilježiti najveće odstupanje u širini polja i u širini razmaka između ozračenih polja. Provjeru izvodimo za obje fotonske energije. Na film prije eksponiranja postaviti build-up polistiren debljine 1-2 cm - (tolerancija: 2 mm sa svake strane polja).

- Provjera radijacijskog izocentra
  - Rotacijom kolimatora

    Pri položaju stativa i kolimatora 0° i SSD = 100cm, na površinu stola zalijepimo film i namjestimo zadano polje. Kolimator rotiramo u koracima od 60° i pri svakom položaju eksponiramo s 23 MU. Na film prije eksponiranja postaviti polistiren debljine 1-2 cm. Za svaku promjenu veličine polja stavimo novi film. Na razvijenom filmu olovkom ucrtamo centralnu os svakog polja i odredimo njihova sjecišta. Odredimo polumjer upisane kružnice tako dobivenog geometrijskog lika. Provjeru učiniti za oba fotonska snopa - (tolerancija: 1.5 mm u polumjeru upisane kružnice).
  - Rotacijom stativa

    Postaviti film između dvije polistirenske ploče i učvrstiti. Ploče s filmom postaviti vertikalno. Namjestiti zadano polje i rotirati kolimator u 0° a stativ redom u 20°, 60°, 100°, 140°, 180°, 220°, 260°, 300°, 340°. Pri svakom položaju stativa exponirati film s 23 MU. Za svaku promjenu polja staviti novi film. Na razvijenom filmu olovkom ucrtati centralnu os svakog polja i odrediti njihova sjecišta. Izmjeriti polumjer upisane kružnice tako dobivenog geometrijskog lika - (tolerancija: 1.5mm u polumjeru upisane kružnice).
  - Rotacijom stola (IR)

    Pozicionirati stativ i kolimator u 0° i namjestiti SSD = 100 cm. Na površinu stola zalijepiti film, namjestiti zadano polje i postaviti polistiren debljine 12 cm na film. Stol rotirati izocentrički u položaje 0°, 45°, 90°, 315° i pri svakom položaju eksponirati s 15 MU. Na razvijenom filmu olovkom ucrtati centralnu os svakog polja i odrediti njihova sjecišta. Izmjeriti polumjer upisane kružnice tako dobivenog geometrijskog lika - (tolerancija: 1.5 mm u polumjeru upisane kružnice).

## KONTROLA KVALITETE DOZIMETRIJSKIH ZNAČAJKI UREĐAJA

Relativna dozimetrija

Relativna dozimetrija se izvodi pomoću PTW MP3-M sustava u vodenom fantomu sa semiflex ionizacijskim komorama.

Pomoću kolica pozicionira se prazan vodeni fantom ispod linearnog akceleratora tako da se označeni centar poklapa sa svjetlosnom projekcijom centra polja. Libelom provjeriti nagib fantoma. Kad je fantom ispravno postavljen treba ga napuniti vodom i postaviti tako da je SSD = 100 cm.

Za standardna mjerenja uvijek su potrebne dvije komorice. Jedna se komorica pozicionira u centar polja „field“ komorica), druga komorica koristi se kao referentna „ref.“ komorica) i pozicionira se u zraku, u kutu svjetlosnog polja. Prije početka mjerenja potrebno je podesiti elektrometar prema veličini signala određene energije i napon komorice.

Karakterizacija fotonskih snopova

Napraviti mjerenja dubinskih krivulja za sve fotonske snopove zračenja i iz numeričkih analiza pročitati tražene parametre.

1. Rmax - dubina maksimalne doze
2. R85 - dubina 85% doze
3. R50 - dubina 50% doze
4. D0.05 - doza na površini
5. D10 - doza na 10cm
6. D20 - doza na 20cm

Osim dubinskih krivulja mjeriti i profile polja za svaku energiju na različitim dubinama (dmax, 5 cm i 10 cm). Iz numeričke analize možemo pročitati vrijednosti za simetriju (na dmax), flatness (na 5 cm dubine za X 6 MV i 10 cm dubine za X 18 MV) i realnu veličinu polja na 100 cm. Za određivanje nominalnog akceleratorskog potencijala potrebno je izračunati TPR 20/10 . Nadalje, odrediti polusjenu uz toleranciju 1.2 cm za 10x10 i 1.6 za 30x30 na 6MeV i 18MeV. Analizu krivulja raditi sa MEPHISTOmc 2 računalnom aplikacijom na računalu na kojem je instaliran sustav. Na istom računalu pohraniti podatke.

Karakterizacija elektronskih snopova

Izmjeriti dubinske krivulje za sve elektronske snopove zračenja i iz numeričkih analiza izčitati tražene parametre.

1. Rmax - dubina maksimalne doze
2. R85 - dubina 85% doze

3. R50 - dubina 50% doze
4. D0.05 - doza na površini
5. Rp – ‘practical range’

Osim dubinskih krivulja mjerimo i profile polja za svaku energiju u dubini maximalne doze ili na referentnoj dubini. Iz numeričke analize možemo pročitati vrijednosti za simetriju, flatness i realnu veličinu polja (crossplane u maximumu). Analizu krivulja raditi sa MEPHISTOmc 2 računalnom aplikacijom na računalu na kojem je instaliran sustav. Na istom računalu pohraniti podatke.

Apsolutna dozimetrija - kalibracija apsorbirane doze u vodi

Kalibracija doze vrši se za sve fotonske i elektronske snopove u malom vodenom fantomu. Uređaj kalibrirati tako da brzina apsorbirane doze u maximumu za fotone i u referentnim dubinama za elektrone bude 1Gy/MU (TRS 398).

Postaviti stativ i kolimator u 0°, pripremiti vodeni fantom i komoricu za mjerenje. Prije početka mjerenja komoru ozračiti sa 100 MU kao "predose" i nakon toga nulirati elektrometar. U dozimetar upisati korekciju za tlak i temperaturu.

Za fotonske snopove koristi se mjerno područje brzine doze MED 662 nGy/s, a za elektronske snopove područje brzine doze LOW 164 mGy/s. Apsolutna dozimetrija radi se sa 500MU - (tolerancija – 1%).

## 3.8. GODIŠNJI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY LINEARNOG AKCELERATORA

Kontrola kvalitete dozimetrijskih značajki uređaja

- Stabilnost izlaza snopa u maksimumu
  Ionizacijskom komorom na referentnoj dubini u vodenom fantomu izmjeriti odziv za sve snopove. Srednju vrijednost tri mjerenja za 500 MU korigirati i usporediti s traženom i izračunati odstupanja.
- Stabilnost izlaza snopa u ovisnosti o kutu stativa
  Postaviti ionizacijsku komoru u fantom te izmjerimo 300 MU u različitim pozicijama stativa 0°, 90°, 180° i 270°. Izračunati srednje vrijednosti i usporediti ih s vrijednostima izmjerenim na 0°. Fotonski snopovi su mjereni u izocentru a elektronski snopovi neposredno ispod elektronskog aplikatora. (tolerancija:<2%)

- Linearnost dozimetrijskog sustava akceleratora

  Postaviti ionizacijsku komoru u standardnu geometriju kao za provjeru stabilnosti izlazne doze. Napraviti po tri mjerenja za različiti broj MU. Najprije 50 MU, zatim 100 MU i 300 MU. Izračunati srednje vrijednosti za 50, 100 i 300MU i te omjer 50/100 i 300/100. Ponoviti mjerenja za sve snopove. (tolerancija: 50/100= 0,49-0,51 300/100= 2,97-3,03)
- Ovisnost izlaza o brzini doze

  Postaviti ionizacijsku komoru u standardnu geometriju kao za provjeru stabilnosti. Izvesti tri mjerenja za 300 MU s terapijskom brzinom doze. Ponoviti postupak s promjenjenom brzinom doze. Izračunajte srednje vrijednosti i odstupanja. Ponoviti mjerenja za sve terapijske snopove. (tolerancija: ±2%)
- Ovisnost izlaza o veličini polja

  Postaviti ionizacijsku komoru u standardnu geometriju kao za provjeru stabilnosti. Izvesti tri mjerenja za 300 MU za sve energije i veličine polja fotona 5×5, 10×10, 20×20 i elektrona 6×6, 10×10, 14×14 i 20×20. Izmjerene odzive podijeliti s odzivom kod referentnog polja (fotoni 10×10 cm 2 , elektroni 20×20 cm 2). Tako dobivene „output faktore“ usporediti sa referentnima, izmjerenim prilikom CAT i upisati odstupanje. (tolerancija: ±2%)
- Termička stabilnost izlazne doze

  Postaviti ionizacijsku komoru u standardnu geometriju kao za provjeru konstantnosti izlazne doze. Na početku, u sredini i na kraju radnog dana napraviti mjerenja svih fotonskih i elektronskih energija. Napraviti svaki put tri mjerenja i izračunati srednju vrijednost. Usporediti srednje vrijednosti dobivene tijekom dana. (tolerancija: ((max-min)/min)×100<2%)
- Analiza doznih profila snopova s klinom

  Mjerenje se izvodi pomoću PTW MP3-M sustava u vodenom fantomu sa semiflex ionizacijskim komorama. Usporediti s inicijalnim mjerenjima - polje 6 MV na dubinama (mm) 18 MV na dubinama (mm)
- Provjera faktora transmisije klina

  Mjerenja se vrše ionizacijskom komorom tipa Farmer u vodenom fantomu na centralnoj osi, FKD = 100 cm, d = 10 cm. Napraviti mjerenja za oba fotonska snopa za sljedeće veličine polja: 5×5 cm 2 , 10×10 cm 2 , 15×15 cm 2 , 20×20 cm 2. Izmjerene vrijednosti za svaki klin upisati u tablicu i usporediti s inicijalnim vrijednostima - (tolerancija: ± 2 %).

## 3.9. PRAVILNIK KONTROLE KVALITETE U RADIOTERAPIJI

U Republici Hrvatskoj kontrola kvalitete u radioterapiji određena je Pravilnikom o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s električnim uređjima koji proizvode ionizirajuće zračenje. Tim pravilnikom određeno je osiguranje kvalitete, provjera kvalitete i sam program osiguranja kvalitete .

- „**Osiguranje kvalitete** jesu sve planirane i sustavno provođene aktivnosti potrebne za osiguranje odgovarajućeg stupnja pouzdanosti da sustav, dijelovi sustava ili postupci udovoljavaju propisanim standardima“. (članak 3).
- „**Provjera kvalitete** (kontrola kvalitete) jest sastavni dio osiguranja kvalitete. To je skup postupaka (priprema, usklađivanje, provedba) čija je svrha održanje i unapređenje kvalitete. Provjera kvalitete obuhvaća praćenje stanja, ocjenu i održanje svih provjerljivih i mjerljivih parametara sustava ili uređaja na propisanoj razini.“ (članak 3)
- **Program osiguranja kvalitete** - sadržava obvezni sadržaj i formu Priručnika za provjeru kvalitete.

Kako bi se ujednačili kriteriji za provedbu kontrole kvalitete, potrebno je pripremiti odgovarajuće upute za provedbu kontrole. Pritom se koriste upute za izradu priručnika za uređaje koji se koriste u medicini.

Uputama za izradu Priručnika za provedbu kontrole kvalitete linearnog akceleratora osiguravaju se:

- Cilj ispitivanja – definirati proces osiguranja kvalitete rada linearnog – kvaliteta uređaja jednaka onoj prilikom pripreme uređaja za kliničku upotrebu
- Dnevne, tjedne, mjesečne, dvomjesečne, tromjesečne i godišnje provjere
- Analizu podataka izvode fizičari
- Provjere mehaničkih značajki uređaja, provjere dozimetrijskih značajki uređaja i provjera kvalitete sigurnosnih značajki uređaja

Kao primjer uputa koji se koriste imamo radne upute za provođenje dnevne kontrole kvalitete linearnog akceleratora korištene u KBC Split, Klinika za onkologiju i radioterapiju. Upute se provode svakodnevno prije početka kliničkog rada linaka s bolesnicima osim posebno navedenih postupaka koji se provode jednom tjedno. Pokreće se Mosaiq na računalu i uključuje uređaj Quick Check – nakon postupka zagrijavanja Quick Check je spreman za upotrebu.




Slika 8. Quick Check uređaj

Izvor: https://www.temasinergie.com/wp-content/uploads/temasinergie2.com/2017/09/Quickcheck-OK.jpg

Pristupljeno 17.6.2019.

Provjere koje se provode na uređaju Elekta Synergy S izvode se slijedećim redoslijedom:

- Sigurnosne provjere - upravljačka konzola LCD, monitori u bunkeru, kamera, svjetlosni signal zračenja (semafor), funkcionalnost ručne kontrole, zaustavljanje stativa ručnom kontrolom, pomicanje stola u svim smjerovima, „touchguard“
- Mehaničke provjere - položaj lasera: prvi dio provjere
- Zagrijavanje uređaja
- Sigurnosne provjere – prekid zračenja
- Mehaničke provjere – kut stativa i kut kolimatora
- Mehaničke provjere – optički pokazivač udaljenosti (OPU)
- Mehaničke provjere – položaj lasera: drugi dio provjere
- Mehaničke provjere – pomak projekcije centra svjetlosnog polja s rotacijom kolimatora
- Mehaničke provjere – veličina simetričnog svjetlosnog polja
- Mehaničke provjere – veličina asimetričnog svjetlosnog polja
- Dnevna dozimetrijska provjera linearnog akceleratora – fotoni
- Dnevna dozimetrijska provjera linearnog akceleratora – elektroni
- Jednom tjedno fizičar pregledava sve QC obrasce i rezultate mjerenja
- Po završetku mjerenja – isključi se Quick Check uređaj i po potrebi uključi punjenje akumulatora

# 4. ZAKLJUČAK

Akceleratori su vrlo sofisticirani radioterapijski uređaji. Prelaze iz sfere čisto istraživačkih uređaja u područje uređaja koji se koriste u industriji i medicini.

Radioterapija je grana medicine koja se bavi liječenjem malignih i drugih bolesti primjenom visokoenergetskog ionizirajućeg zračenja. Ima dva jednako važna cilja: kontrola rasta tumora i u isto vrijeme što je moguće više smanjiti njegovo širenje na okolno zdravo tkivo.

Osiguranje kvalitete (QA) uređaja za radioterapiju, kao i samo poboljšanje kontrole kvalitete (QC) od velike je važnosti kod smanjenja pogrešaka i nesigurnosti provedbi radioterapije.

Upute za kontrolu kvalitete u radioterapiji koje su dostupne radiološkim tehnolozima i medicinskim fizičarima pomažu u razvoju poboljšanja kontrole i osiguranja kvalitete. Korištenje sofisticirane opreme u radioterapiji također pomaže u osiguranju kontrole kvalitete.

U svom diplomskom radu sam opisala i navela protokole kontrole kvalitete koje koristimo kod medicinskog linearnog akceleratora i kod cone beam CT-a.

Protokoli kontrole kvalitete su nužni za provođenje što kvalitetnije radioterapije. Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost standardizirao je iste. Sve ustanove koje koriste neke od vrsta radioloških, nuklearnih ili onkoloških uređaja poput medicinskog linearnog akceleratora imaju stoga i zakonsku obavezu provođenja kontrole kvalitete.

Radiološki tehnnolozi radom na medicinskom linearnom akceleratoru i u svom svakodnevnom radu provodim protokole koje sam navela u ovom radu, dok medicinski fizičari izvršavaju tjedne i godišnje provjere.

Nadam se da sam svojim radom uspjela približiti i objasniti važnost kontrole kvalitete koja je neizbježna te uz pomoć protokola koji su standardizirani i izvediva.

# 5. LITERATURA


- Pravilnik o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s električnim uređjima koji proizvode ionizirajuće zračenje https://narodne-novine.nn.hr/clanci/sluzbeni/2013_04_41_783.html
- Janković S, Eterović D. Fizikalne osnove i klinički aspekti medicinske dijagnostike. Zagreb: Medicinska naklada; 2002. 128 str.
- Ishikura S. Quality assurance of radiotherapy in cancer treatment: toward improvement of patient safety and quality of care. Jpn J Clin Oncol. 2008 Nov;38(11):723-9.
- Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete linearnog akceleratora. Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost[Internet ]; Zagreb, 2014. Dostupno na: http://cms.dzrns.hr/zastita_od_zracenja/kontrola_kvalitete.
- Uputa za izradu priručnika za provedbu konrole kvalitete rendgenskog uređaja z kompjuteriziranu tomografiju koji se koristi u svrhu planiranja radioterapije (CT simulator). Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost[Internet ]; Zagreb, 2013. Dostupno na: http://cms.dzrns.hr/zastita_od_zracenja/kontrola_kvalitete.
- Sustav upravljanja sigurnošću; Radne upute za provođenje dnevne kontrole kvalitete linearnog akceleratora. KBC Split, Klinika za onkologiju i radioterapiju; 2019
- Radioterapija; Protokol za dnevni QA uređaj Oncor. KBC Zagreb; RU-izdanje 1

# 6. SAŽETAK

U ovom radu su opisani protokoli i metode kontrole kvalitete medicinskog linearnog akceleratora. Kroz praktični dio dobiveni su podatci dostupni na radnom mjestu radiološkog tehnologa na medicinskom linearnom akceleratoru. Podaci su generirani na medicinskom linearnom akceleratoru Elekta2 na Klinici za onkologiju i radioterapiju KBC Split, u okviru Programa osiguranja kvalitete za rad s izvorima ionizirajuceg zracenja.

U uvodnom dijelu opisane su karakteristike linearnog akceleratora i njegova uloga u liječenju, te sam princip radioterapije u svrhu liječenja onkoloških pacijenata. Danas je to jedan od nezamjenjivih uređaja za tu svrhu.

Navedeni su postupci kojima se osigurava jednaka kvaliteta i sigurnost pacijenata i osoblja koje radi na uređajima, a koji se provode svakodnevno pošto je riječ o potencijalno opasnim uređajima čije su posljedice ozbiljne u slučaju nekontroliranog izlaganja ionizirajućem zračenju. Osim protokolarnih postupaka, svi uređaji u upotrebi stalno su povezani s proizvođačem uređaja koji isti može u bilo kojem trenutku kontrolirati i provjeriti ispravnost funkcioniranja.

Postupcima provođenja kontrole radioterapije koji se provode u Hrvatskoj svrstavaju radioterapiju u rang ostalih svjetski priznatih država na području radioterapijskog liječenja. Samim time osigurana je visoka kvaliteta liječenja i sigurnosti za pacijente i osoblje. Protokol kontrole kvalitete je standardiziran i provodi se svakodnevno. Kontrola kvalitete provodi se : tjedno, mjesečno i godišnje.

# 7. SUMMARY

This paper describes the protocols and quality control of medical linear accelerator. Forms and documents used for that purpose can be found as attachments to this document. Introduction of this document discusses the characteristics of linear accelerators, and their purpose in medicine, as well as principles of radiotherapy for treatment of oncology patients. Data were generated at the Elekta2 Medical Linear Accelerator at the Clinic for Oncology and Radiotherapy at the Clinical Hospital Center Split, as part of the Quality Assurance Program for working with ionizing radiation sources. Nowadays, it's one of irreplaceple medical devices used for that purpose.

Protocols that were mentioned in this document assure equal quality of treatment and safety of both patients and staff working with these device. These protocols are neccessary because of high health risk in case of uncontrolled exposure to radiation. Apart from protocols conducted by medical personel, the machines themselves are in constant online contact with the manufacturer, and can therefore be checked and tuned by them at any time.

Radiotheray conduction and control protocols which are enforced in Croatia make our country one of the leading ones in radiotherapy, therefore ensuring high quality of treatment for the patients, as well as safety for the patients and medical personel. Quality control protocol is standardized and enforced daily, with more rigorous controls conducted weekly, monthly and yearly.

# 8. ŽIVOTOPIS

**Osobni podaci**

Prezime / Ime Marina Krmek
Adresa MIJE GUNJALA 3, KAŠTEL ŠTAFILIĆ
Broj mobilnog telefona: 098 168 78 65
E-mail m.trebotic@gmail.com
Datum rođenja 1.10.1984., Split

**Radno iskustvo**

Lipanj 2019 – danas
Osnovne aktivnosti i odgovornosti
KBC „Križine“
Šoltanska 1, Split
Klinički zavod za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju

Lipanj 2012 – Lipanj 2019
Osnovne aktivnosti i odgovornosti
KBC “SESTRE MILOSRDNICE“
Vinogradska c.29, Zagreb
Klinika za onkologiju i nuklearnu medicinu;

- 7 godina iskustva na radioterapiji s onkološkim pacijentima
- Rad na linearnom akceleratoru ELECTA (iVieW portal i XVI-X-ray volume imaging) i Aquilion 64 Toshiba CT simulator
- prošla sam edukaciju za rad na novim uređajima i za Mosaiq program

2009 - 2012
Osnovne aktivnosti i odgovornosti
POLIKLINKA DR.LACIĆ
Bukovačka c. 238, Zagreb

- rad na gama kameri s dvije glave
- mamografije

2009
Osnovne aktivnosti i odgovornosti
POLIKLINIKA DENTIX
Jakova Gotovca 1, Zagreb

- snimanje zubi, ortopan

2008
Osnovne aktivnosti i odgovornosti
OPĆA BOLNICA ZABOK
Bračak 8, Bračak

- pripravnički staž

Siječanj 2007

- polaganje stručnog ispita

**Osobne vještine i kompetencije**
Materinski jezik hrvatski

Drugi jezici
Engleski aktivno
Taljanski B1 stupanj

**Društvene vještine i kompetencije**
Dobre komunikacijske vještine, sklonost timskom radu, organizacijske vještine, spremnost na suradnju, sposobnost rada pod stresom.
Računalne vještine i kompetencije MS Office, Word, Power Point
Hobi i interesi Ples, planinarenje

# 9. PRILOZI

Radne upute za provođenje dnevne kontrole kvalitete linearnog akceleratora (QC2016.pdf)

Dnevne, tjedne, mjesečne, tromjesečne, godišnje kontrole.